



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

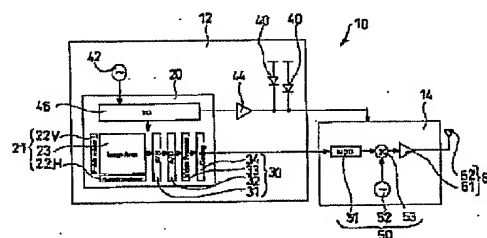
(11) Publication number: **2001224553 A**(43) Date of publication of application: **21.08.2001**(51) Int. Cl. **A61B 1/00****A61B 1/04**(21) Application number: **2000039319**(22) Date of filing: **17.02.2000**(71) Applicant: **ASAHI OPTICAL CO LTD**(72) Inventor: **NAKAJIMA MASAOKI****NAKANISHI TAICHI****NINOMIYA ICHIRO****NAKAMURA TETSUYA****FUSHIMI MASAHIRO****EGUCHI MASARU****OHARA KENICHI****(54) IMAGING INSTRUMENT FOR CAPSULE
ENDOSCOPE****(57) Abstract:**

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a small-sized imaging instrument for capsule endoscope with small power consumption.

SOLUTION: This imaging device for capsule endoscope comprises a lighting means for lighting a subject part within a body cavity, an image sensor having a photoelectric converting means for photoelectrically converting the subject light to a signal charge and accumulating it and a scanning means for scanning and reading the accumulated signal charge, which outputs the image signal read by the scanning means, a signal processing means for processing the image signal, a transmitting means for wirelessly transmitting the signal charge accumulated by the image sensor as im-

age signal, and a power supplying means for supplying power, all of which means are provided within a sealed capsule. The device alternately repeats a lighting cycle of setting the power supply at least to the lighting means ON to accumulate the signal charge in the image sensor; and a transmitting cycle of setting the power supply to at least the scanning means of the image sensor, the signal processing means and the transmitting means ON to transmit the image signal.

COPYRIGHT: (C)2001,JPO



【特許請求の範囲】

【請求項1】 体腔内の被検部を照明する照明手段と；被検部を撮像し、画像信号を出力する撮像手段と；画像信号を無線送信する送信手段と；電力を供給する電力供給手段と；を密閉カプセル内に備え、

少なくとも上記照明手段への電力供給をオンにして上記撮像手段に信号電荷を蓄積させる照明サイクルと；少なくとも上記撮像手段および送信手段への電力供給をオンにして上記画像信号を送信させる送信サイクルと；を交互に繰り返すことを特徴としたカプセル内視鏡の撮像装置。

【請求項2】 体腔内の被検部を照明する照明手段と；被写体光を信号電荷に光電変換し蓄積する光電変換手段と、蓄積した信号電荷を走査し読み出す走査手段を備え、該走査手段によって読み出した画像信号を出力するイメージセンサと；この画像信号を処理する信号処理手段と；上記イメージセンサが蓄積した信号電荷を画像信号として無線送信する送信手段と；電力を供給する電力供給手段と；を密閉カプセル内に備え、

少なくとも上記照明手段への電力供給をオンにし、上記イメージセンサの走査手段、信号処理手段および送信手段への電力供給をオフにして上記イメージセンサに信号電荷を蓄積させる照明サイクルと；少なくとも上記イメージセンサの走査手段、信号処理手段および送信手段への電力供給をオンにし、上記照明手段への電力供給をオフにして上記画像信号を送信させる送信サイクルと；を交互に繰り返すことを特徴としたカプセル内視鏡の撮像装置。

【請求項3】 請求項1または2記載のカプセル内視鏡の撮像装置において、上記照明手段による所定距離の被写体照度に対応して、上記照明サイクルは1フィールド分または1フレーム分の信号電荷を蓄積可能な適正露出時間であり、上記送信サイクルは1フィールド分または1フレーム分の画像信号を読み出して送信可能な時間であるカプセル内視鏡の撮像装置。

【請求項4】 請求項1から3いずれか1項記載のカプセル内視鏡の撮像装置において、上記照明サイクルと送信サイクルを1秒間に1回ずつ実行するカプセル内視鏡の撮像装置。

【請求項5】 請求項1から4いずれか1項記載のカプセル内視鏡の撮像装置において、上記照明手段は発光ダイオードであって、送信手段に電力が供給されたときには逆方向電圧がかかって消灯し、送信手段に電力が供給されていないときは順方向電圧がかかって点灯するように配置したカプセル内視鏡の撮像装置。

【請求項6】 請求項1から5いずれか1項記載のカプセル内視鏡の撮像装置において、上記走査手段、信号処理手段および送信手段と、照明手段とに対する電力供給の切換手段を備えたカプセル内視鏡の撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【技術分野】本発明は、体内に導入されて体腔内を撮像し、この画像を体外に無線送信するカプセル内視鏡の撮像装置に関する。

【0002】

【従来技術およびその問題点】体内管腔を観察する手段として、長い可撓管で外部機器と接続された従来の内視鏡に対し、被検者の苦痛の軽減等を目的に、外部機器と接続せずに利用できるカプセル内視鏡が提案されている。カプセル内視鏡はイメージセンサや送信器等の撮像装置を内蔵したカプセル型の内視鏡を被検者に嚥下させ、体腔内から被検部の像を無線送信することができ、このカプセル内視鏡は被検者の消化管蠕動運動によって被検者の体腔内を進行し、その速度は1分間に数mm程度であるから、嚥下してから体外に放出される検査終了まで数十時間を要する。

【0003】このカプセル内視鏡を、数十時間にわたり駆動させるのに十分な電力供給を行うには、内蔵電池が大型化してしまい、カプセル内視鏡を小型化することができない。電池を小型にすると、嚥下後長時間かかって到達する下部消化管まで観察することは不可能である。

【0004】

【発明の目的】本発明は、このようなカプセル内視鏡の問題点に基づき、消費電力が少ない小型のカプセル内視鏡の撮像装置を提供することを目的とする。

【0005】

【発明の概要】本発明は、カプセル内視鏡が蠕動運動により体腔内を移動する速度が非常に遅く、動画でなく静止画による観察でも充分であることを考慮してなされたものである。すなわち、本発明によるカプセル内視鏡の撮像装置は、体腔内の被検部を照明する照明手段と；被検部を撮像し、画像信号を出力する撮像手段と；画像信号を無線送信する送信手段と；電力を供給する電力供給手段と；を密閉カプセル内に備え、少なくとも上記照明手段への電力供給をオンにして上記撮像手段に信号電荷を蓄積させる照明サイクルと；少なくとも上記撮像手段および送信手段への電力供給をオンにして上記画像信号を送信させる送信サイクルと；を交互に繰り返すことを特徴としている。上記の撮像手段は、被写体光を信号電荷に光電変換し蓄積する光電変換手段と、蓄積した信号電荷を走査し読み出す走査手段を備え、該走査手段によって読み出した画像信号を出力するイメージセンサと；この画像信号を処理する信号処理手段と；を備えることができる。

【0006】このカプセル内視鏡の撮像装置において、上記照明手段による被写体照度に対応して、上記照明サイクルは1フィールド分または1フレーム分の信号電荷を蓄積可能な時間であり、上記送信サイクルは1フィールド分または1フレーム分の画像信号を読み出して送信可能な時間とすることが好ましい。また、上記照明サイ

クルと送信サイクルを1秒間に1回ずつ実行すると実際のである。

【0007】また、上記照明手段は発光ダイオードであって、送信手段に電力が供給されたときには逆方向電圧がかかって消灯し、送信手段に電力が供給されていないときは順方向電圧がかかって点灯するように配置すると、照明手段で消費される電力の節減が容易である。あるいは、上記走査手段、信号処理手段および送信手段と、照明手段とに対する電力供給の切換手段を備えてもよい。

【0008】

【発明の実施の形態】以下、図面に基づいて本発明を説明する。図4に示すように撮像装置10を密閉カプセルに収納したカプセル内視鏡80は、被検者が嚥下して体腔内に導入される。導入されたカプセル内視鏡80は、照明手段としてのLED40で照明した体腔面(被検部)の像を、撮像光学系1によって形成してイメージセンサ21で撮像し、この画像を送信アンテナ62から無線送信する。

【0009】この撮像および送信を行う撮像装置10のブロック図を図1に示す。撮像装置10は、イメージセンサ部20とLED40を搭載した基板12と、変調部50と送信部60を搭載した基板14とで構成される。イメージセンサ部20は、イメージセンサ21、ビデオ信号生成回路30を搭載している。イメージセンサ21は、水平、垂直シフトレジスタ(走査手段)22H、22Vとイメージエリア(光電変換手段)23を備え、被写体光をイメージエリア23で光電変換して信号電荷を蓄積し、この信号電荷をシフトレジスタ22H、22Vによって走査し画像信号として出力するMOS型の周知のものである。ビデオ信号生成回路30は、サンプルホールド回路(S/H)31、A/Dコンバータ32、ビデオプロセッサ33、エンコーダ34を備えている。イメージセンサ21から出力された画像信号はサンプルホールド回路31でホールドされてA/Dコンバータ32でA/D変換され、ビデオプロセッサ33で所定の画像信号処理され、エンコーダ34で所定方式のビデオ信号に変換される。

【0010】基板12はさらに、第1発振器42、インバータ44、第1発振器42から出力された信号に基づいてイメージセンサ部20を駆動する駆動信号(走査読み出し信号)、同期信号等をシーケンシャルに出力するタイミングジェネレータ(TG)46を備えている。インバータ44はタイミングジェネレータ46の信号を受けて変調部50と送信部60の電源をオンオフするもので、このオンオフに伴って基板12に備えられたLED40が消灯/点灯する。変調部50と送信部60の電源がオンのときはLED40に逆方向電圧がかかるため点灯せず(送信サイクル)、変調部50と送信部60がオフのときはLED40に順方向電圧がかかり点灯する

(照明サイクル)。すなわちLED40あるいは変調部50および送信部60のうち一方がオンすると他方はオフする回路構造になっている。

【0011】基板14の変調部50は、変調器51、搬送波信号を出力する第2発振器52、掛け算器53を備えている。変調器51にはエンコーダ34の出力が入力され、ここで変調された信号と第2発振器52の搬送波信号が掛け算器53で掛け合わされる。基板14の送信部60は発信器61、送信アンテナ62を備え、変調部50からの信号を、発信器61を介して送信アンテナ62から発信する。

【0012】図2に、このカプセル内視鏡のバッテリー70の電力供給をオンオフする電源スイッチ部分の回路図を示す。磁界中に置かれると接点が開くリードスイッチ71によって、スイッチングが非接触で行われるので、カプセル内視鏡は水密保持されている。また、例えば輸送時または使用しないときなどには、磁石を備えた梱包箱または収納ケースにカプセル内視鏡を収納すれば、電源をオフにしておくことができる。リードスイッチ71がオンして電源供給されると、タイミングジェネレータ46により撮像装置10は所定のサイクルでシーケンシャルに動作する。

【0013】図3に、照明サイクルと送信サイクルを切り換えるタイムチャートを示す。照明サイクルと送信サイクルは、第1発振器42から基本クロックを受けたタイミングジェネレータ46が送出する同期信号で切りかえられる。照明サイクル(光蓄積時)では、LED40から照明光が発せられてイメージセンサ21に信号電荷が蓄積される。この間変調部50と送信部60は電源オフなので電力を消費しない。送信サイクル(画像読み出し送信時)では、イメージセンサ21から出力されビデオ信号生成回路30によって生成されたビデオ信号が変調部50に送出される。ビデオ信号は変調部50で変調され、発信器61を介して送信アンテナ62から送信される。この送信サイクル中、LED40は点灯しない。

【0014】以下に、本実施形態における照明サイクル(光蓄積時間 t_1)と送信サイクル(送信時間 t_2)を決定する計算例を示す。

1) 条件

照明光: LED

光度(点光源と仮定) : $3[mcd](M, S, C, P)$

照明光から被写体までの距離: $10[mm]$

撮像素子

撮像素子の感度 : $15[1x](F1.2)$

(光蓄積時間 $1/60$ 秒の場合)

撮像光学系の絞り値: F8

フィールド周波数 $f_v=60Hz$

2) 光蓄積時間の計算

照度=光度/距離²であるから、被写体の照度は

$$\text{照度} = 3 \times 10^{-3} / (10 \times 10^{-3})^2 \\ = 30 \text{ [lx]}$$

$$\text{撮像素子への入射光量} = 30 / 2^{(8.0/11.2)} \\ \approx 30 / 100 \\ = 0.3 \text{ [lx]}$$

上記の条件から、この撮像素子への入射光量は0.3 [lx]であるから、通常必要とされる入射光量15 [lx]に対し、 $15 / 0.3 = 50$ で、約50倍の蓄積時間があれば適正な露光による撮像（信号電荷の蓄積）が可能となる。フィールド周波数が60 Hzであるから、1フィールドあたりの走査時間（16.7 ms）の50倍、すなわち

$$t1 = 16.7 \text{ [ms]} \times 50 = 833 \text{ [ms]}$$

の光蓄積時間で、十分な光量（信号電荷）が得られる。

3) 送信時間の計算

イメージエリア23の画素構成を200画素×200画素とすれば全画素は40k画素、各画素が蓄積した信号電荷をデジタル変換（8bit分解）した後のデータ量は320kbitとなる。送信レートを14 [Mbit/s]とすれば、

$$t2 = 320 \text{ [kbit]} / 14 \text{ [Mbit/s]} \approx 22.3 \text{ [ms]}$$

で送信は完了する。

4) 1画面の構成時間

以上より、1画面分の画素信号を蓄積して送信するのに要する時間は、

$$t1 + t2 = 833 \text{ [ms]} + 22.3 \text{ [ms]} \\ = 855.3 \text{ [ms]}$$

となり、システム設計上、1画面の構成時間は1sとするのが望ましい。

【0015】以上の計算例に従い、光蓄積および送信は1秒周期で行えば、体腔内における蠕動運動によるカプセルの移動は1分間に数mm程度なので、画像が大きく飛躍することもなく十分な観察が可能である。

【0016】なお本実施形態では、諸条件より1秒周期としたが、上記の計算例に限定されず、例えば画素数の異なるイメージセンサ21を用いる場合には画素数に応じて送信サイクルを長くあるいは短くしたり、光度の異なるLED40を用いる場合には照明サイクルを調整するなどして実施できることはもちろんである。また、照明サイクルと送信サイクルの間に、双方電源オフサイクルを設けたり、複数の異なる照明時間あるいは光度で照明サイクルを実行する（オートブラケットティング）ことも可能である。

【0017】

【発明の効果】以上のように、本発明のカプセル内視鏡の撮像装置によれば、信号電荷の蓄積時間を長くして照

明を暗くし、さらに各部に対する電力供給を交互に行うことで消費電力を少なくできるので、バッテリーを小さくすることができ、小型で長時間駆動可能なカプセル内視鏡が実現できる。また、照明ランプが暗く、発熱による問題も生じないので、人体に対し安全なカプセル内視鏡が実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による内視鏡の撮像装置の、回路構成の概要を示すブロック図である。

【図2】本カプセル内視鏡の撮像装置の、電源スイッチ部分を示す回路図である。

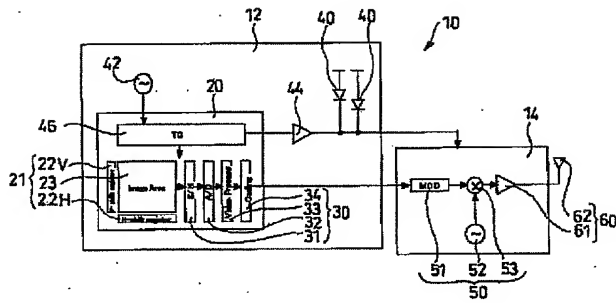
【図3】照明サイクルと送信サイクルの切換を示すタイムチャートである。

【図4】本発明を適用したカプセル内視鏡を示す断面図である。

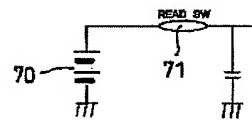
【符号の説明】

- 10 撮像装置
- 12 14 基板
- 20 イメージセンサ部
- 21 イメージセンサ
- 22H 水平シフトレジスタ（走査手段）
- 22V 垂直シフトレジスタ
- 23 イメージエリア（光電変換手段）
- 30 ビデオ信号生成回路
- 31 サンプルホールド回路（S/H）
- 32 A/Dコンバータ
- 33 ビデオプロセッサ
- 34 エンコーダ
- 40 LED
- 42 第1発振器
- 44 インバータ
- 46 タイミングジェネレータ（TG）
- 50 変調部
- 51 変調器
- 52 第2発振器
- 53 掛け算器
- 60 送信部
- 61 発信器
- 62 送信アンテナ
- 70 バッテリー
- 71 リードスイッチ
- 80 カプセル内視鏡
- L 撮像光学系
- t1 光蓄積時間
- t2 送信時間

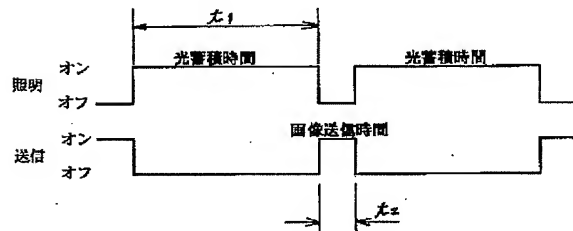
【図1】



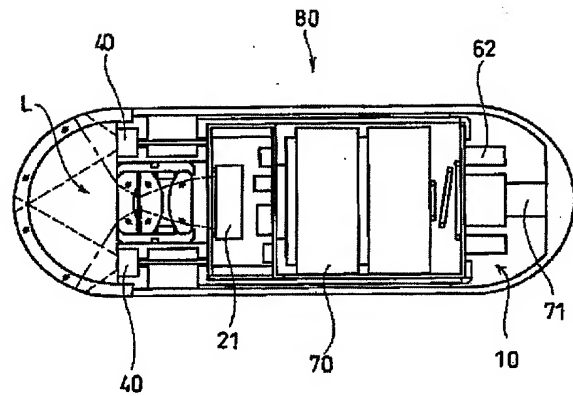
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 二ノ宮 一郎
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光
学工業株式会社内
(72)発明者 中村 哲也
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光
学工業株式会社内
(72)発明者 伏見 正寛
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光
学工業株式会社内

(72)発明者 江口 勝
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光
学工業株式会社内
(72)発明者 大原 健一
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光
学工業株式会社内
Fターム(参考) 4C061 BB01 CC06 DD10 GG22 JJ06
PP04 QQ06 RR03 UU06